

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 04-261646

(43)Date of publication of application : 17.09.1992

(51)Int.Cl.

A61B 5/14

(21)Application number : 03-043001

(71)Applicant : NIPPON KODEN CORP

(22)Date of filing : 15.02.1991

(72)Inventor : AOYANAGI TAKUO

FUSE MASAYOSHI

SHINDO YOSHIAKI

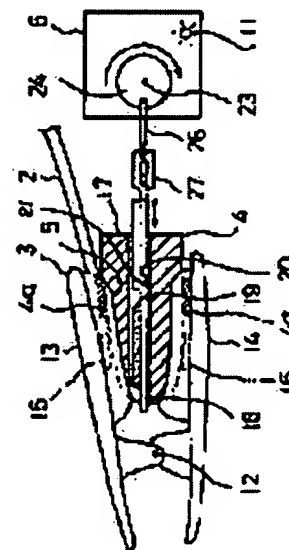
KATO MASAYUKI

## (54) CALIBRATION TESTER FOR PULSE OXIMETER

## (57)Abstract:

PURPOSE: To provide a calibration tester for a pulse oximeter by allowing the highly reliable calibration of the apparatus with a higher reproducibility of measured values for calibration tests.

CONSTITUTION: This calibration tester for a pulse oximeter has a tissue model 17 which has light absorption characteristic similar to a vital tissue between a light emitting section 15 and a photodetecting section 16 of a measuring probe 3 connected to the pulse oximeter and a blood model 19 having light absorption characteristic similar to blood is made to move within the tissue model 17 so as to move in and out between the light emitting section 15 and the photodetecting section 16.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than  
the examiner's decision of rejection or  
application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's  
decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's  
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平4-261646

(43) 公開日 平成4年(1992)9月17日

(51) Int.Cl.<sup>5</sup>

A 6 1 B 5/14

識別記号

3 1 0

庁内整理番号

8932-4C

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数 2 (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願平3-43001

(22) 出願日 平成3年(1991)2月15日

(71) 出願人 000230962

日本光電工業株式会社

東京都新宿区西落合1丁目31番4号

(72) 発明者 青柳 卓雄

東京都新宿区西落合1丁目1番17号日本光  
電工業株式会社内

(72) 発明者 布施 政好

東京都新宿区西落合1丁目1番17号日本光  
電工業株式会社内

(72) 発明者 進藤 義明

東京都新宿区西落合1丁目1番17号日本光  
電工業株式会社内

(74) 代理人 弁理士 本田 崇

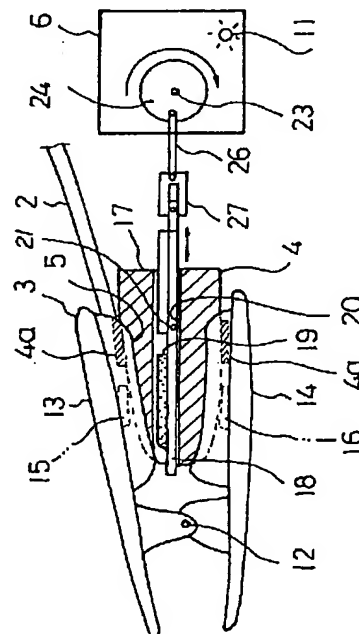
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 パルスオキシメータ用校正試験装置

(57) 【要約】

【目的】 本発明は、校正試験用の測定値の再現性を向上でき、高い信頼性で装置の校正を行なうことができるパルスオキシメータ用校正試験装置を提供することを目的とする。

【構成】 本発明によるパルスオキシメータ用校正試験装置は、生体組織に近似した吸光特性を有する組織モデル17を、パルスオキシメータに接続される測定プローブ3の発光部15と受光部16間に装着し、血液に近似した吸光特性を有する血液モデル19を、上記発光部15と上記受光部16間に入出入りするように上記組織モデル17内で運動させることを特徴とする。



(2)

特開平4-261646

1

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体組織に近似した吸光特性を有し、パルスオキシメータに接続される測定プローブの発光部と受光部間に装着される組織モデルと、血液に近似した吸光特性を有し、上記発光部と上記受光部間に入り出すように上記組織モデル内で運動される血液モデルとを有することを特徴とするパルスオキシメータの校正試験装置。

【請求項2】 上記発光部と上記受光部間への進入側となる上記血液モデルの端面形状が、上記発光部側に弧を描く曲面形状に形成されていることを特徴とする請求項1記載のパルスオキシメータ用校正試験装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【発明の目的】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、人の指の吸光特性に近似させた指モデルを用いてパルスオキシメータの校正試験を行なうためのパルスオキシメータ用校正試験装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 パルスオキシメータは、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで異なる光透過性を有するたとえば2つの波長の光を人の指先などに入光させ、動脈血の脈動に伴って現れる2つの波長についての透過光の脈動変動分の比を求め、この比を関数として血中の酸素飽和度を求めるものである。ところで、このパルスオキシメータでの校正方法は従来、測定プローブを含めず装置本体のみで電氣的に校正を行なっていた。また別の試験方法としては、正常な人の指先を実際に測定することで校正が行なわれており、同一人物の指先を複数回測定プローブに装着して同じ測定値を示すかどうかで確認を行なっていた。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 しかし、人の指先を実際に測定して校正を行なう方法では、測定された値に再現性が乏しく、測定値が信頼できるかどうかの判定が難しかった。

【0004】 本発明は、このような従来の課題を解決するために提案されたものであり、校正試験用の測定値の再現性を向上でき、高い信頼性で装置の校正を行なうことができるパルスオキシメータ用校正試験装置を提供することを目的とする。

## 【発明の構成】

【0005】

【課題を解決するための手段】 この目的を達成するために本発明によるパルスオキシメータ用の校正試験装置は、生体組織に近似した吸光特性を有し、パルスオキシメータに接続される測定プローブの発光部と受光部間に装着される組織モデルと、血液に近似した吸光特性を有し、上記発光部と上記受光部間に入り出すように上記

2

組織モデル内で運動される血液モデルとを有することを特徴とする。また本発明のパルスオキシメータ用校正試験装置は、上記発光部と上記受光部間への進入側となる上記血液モデルの端面形状が、上記発光部側に弧を描く曲面形状に形成されていることを特徴とする。

【0006】

【作用】 上述した請求項1に対応した構成によれば、組織モデル内で血液モデルを運動させることにより、生体組織内での血液の脈動に近似させた吸光特性を疑似的に実現することができる。また請求項2に対応した構成によれば、血液モデルの端面形状を曲面形状としたことにより、血液モデルが発光部と受光部間を横切りながら運動するときに、受光部で検出される受光出力を生体の脈波に近似された信号波形とすることができる。

【0007】

【実施例】 以下、本発明によるパルスオキシメータ用校正試験装置の具体的な実施例を図面に基づき詳細に説明する。図1に、この校正試験装置のブロック図を示す。この図で、パルスオキシメータ本体1に信号ケーブル2によって接続される測定プローブ3には、人の指モデル4が装着され、この指モデル4の一部を構成する脈動発生部5が駆動部6により駆動されて指モデル4内で往復運動される。駆動部6には、駆動用の電源が電源部7から供給され、コントロール部8からは脈動発生部5を適正な速度で駆動するためのコントロール信号が入力される。また位置検出部9では、センサ10からの入力信号に基づき脈動発生部5の位置検出が行なわれ、検出結果が位置検出表示部11に表示される。測定プローブ3は、図2に示すようにピン12を支点に開閉自在な上挟持板13と下挟持板14が内側に閉ざされるようにはね付勢され、この上挟持板13の内面には酸素飽和度測定用に異なる波長 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ の光を発するための2つの発光ダイオードからなる発光部15が設けられているとともに、下挟持板14の内面には発光部15に対峙して受光部16が設けられている。この測定プローブ3の上挟持板13と下挟持板14間に校正試験時に装着される指モデル4は、組織モデル17とこの組織モデル17内で運動される脈動発生部5からなる。組織モデル17はたとえば発泡スチロール樹脂などから構成され、生体組織に近似されるよう各波長に対して一定な吸光特性を有している。この組織モデル17には、透光性の基板18に血液モデル19を貼り付けた脈動発生部5が挿入される挿入孔20が前後方向に穿設されている。基板18の両側壁には、図3および図4に示すようにスライドガイドピン21、21が突設され、これらガイドピン21、21が挿入孔20の両側部に形成されたスライド溝22、22に嵌め込まれ、脈動発生部5がスライド溝22の範囲組織モデル17内を運動できるようになっている。また駆動部6を構成するモータの出力軸23には円板24が固着され、この円板24の偏心した位置に連結ロッド26が回動自在に取り付けられている。この連結ロッド26の先端に

3

は、回動自在なカップリング27を介して脈動発生部5の基板18の基部が取り付けられている。これによりモータの回転運動が円板24を介して脈動発生部5に直線運動として伝達され、脈動発生部5が発光部15と受光部16間に入出入りする形で指モデル4内で前後方向に往復運動される。また組織モデル17にはこの指モデル4が測定プローブ3に装着されるときに、発光部15と受光部16間に正しく入り込んだかどうかを確認するためのセンサ10が取り付けられている。このセンサ10からは発光部15の光を受けたときに検出力が位置検出部9に送出され、位置検出部9ではこのセンサ検知信号に基づき発光ダイオードからなる表示部11を点灯する。したがって、この表示部11の点灯状態を確認することで、指モデル4がプローブ3に完全に装着されたかどうかの確認を行なえる。なお、指モデル4の上面部と下面部には滑止め4a、4aが貼り付けられている。基板18上の血液モデル19は、血液に近似した吸光特性を持たせるためにアクリルをベースにオレンジ色の蛍光染料と赤色の蛍光染料を所定の比率で混ぜ合わせて板状に形成され、この血液モデル19の先端部19aの形状は図5に示すように断面曲線形状に切り欠かれている。このように血液モデル19の先端形状を曲面形状としたことにより、実線と仮想線で示すように発光部15と受光部16間に血液モデル19が入出入りするときに、生体の脈波に近い検出波形を受光部16から取り出すことができる。なお、血液モデル19の先端形状を直角に切り落とした場合は、生体の脈波とは異なる矩形波に近い急峻な検出波形になってしまう。ここで、血液モデル19は生体内での透過光の散乱に近似される吸光特性が得られるような表面処理が施されており、血液モデル19内に入り込んだ直線光およびモデル19内で生じた散乱光が長波長の蛍光に変えられて再放出され、その大部分は点線で示すように全反射によりエッジ部分19bに誘導されて、残り透過光が脈動検出分として利用される。このように大部分をエッジ部19bに誘導してしまうことにより、脈動変化分の信号レベルの差を大きくとることができる。なお、この血液モデル19は着脱可能となっており、汚れなどにより吸光特性が変化したときは交換できるようになっている。

【0008】図6は、実際の生体における吸光特性と指モデル4における吸光特性とを説明するために生体と指モデル4とを模式化して対比したものであり、図6(a)は組織層28と血液層29とに分けた生体30の模式図を示し、図6(b)は指モデル4の模式図を示す。図中、Dは組織分の厚み、 $\Delta D$ は血液分の厚さ、I<sub>0</sub>は入射光量、Iは組織分だけの透過光量、 $(I - \Delta I)$ は脈動に伴う血液における減光分を差し引いた透過光量をそれぞれ示す。このように組織モデル17内で血液モデル19を運動させることにより、血液の脈動に伴って吸光度が変化する生体30の特性に近似させた吸光特性をこの指モデル4によって模擬的に実現することができる。ここで、脈動に

(3)

特開平4-261646

4

伴う吸光度の変化分を $\Delta A$ 、吸光物の吸光係数をE、吸光物の濃度をCとすると、 $\Delta A$ は次式で与えられる。

$$\Delta A = \log [I / (I - \Delta I)] = E C \Delta D$$

また第1および第2の波長 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ における吸光度の変化分をそれぞれ $\Delta A_1$ 、 $\Delta A_2$ 、吸光物の吸光係数をそれぞれE<sub>1</sub>、E<sub>2</sub>とすると、吸光係数の比 $\Phi$ は、次式で与えられる。

$$\Phi = \Delta A_1 / \Delta A_2 = E_1 / E_2$$

この $\Phi$ を関数として、次式のように酸素飽和度Sが求められる。

$$S = f(\Phi)$$

図7は、実際の人の指先部のS- $\Phi$ 関係曲線を示したものであり、指モデル4はこのS- $\Phi$ 関係曲線に近似した特性が得られる必要があり、この特性が得られるよう組織モデル17および血液モデル19の素材が決められている。図8には、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光特性と、酸素飽和度Sが97.7%のときの校正試験を行なえるようにするためのシミュレータとして指モデル4が用いられるときの、血液モデル19の吸光特性パターンP1が示されている。また図9には、酸素飽和度Sが83%および60%のときのシミュレータとして血液モデル19を構成したときのこの血液モデル19の吸光特性パターンがそれぞれ示されている。図中、右側のA<sub>1</sub>、A<sub>2</sub>は波長 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ のときの各吸光特性パターンP1、P2、P3に対応する血液モデル19で観測される吸光度の脈動変動波形(疑似サイン波)をそれぞれ示し、左側のA<sub>1</sub>、A<sub>2</sub>は実際の生体で観測される吸光度の脈動変動波形をそれぞれ示す。

【0009】つぎに、測定プローブ3に指モデル4を装着して校正試験を行なう際のパルスオキシメータ内部での信号処理の動作を図10のタイミング図に基づいて説明する。まず、発光駆動部31からは波長 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ に対応する発光部15の発光ダイオードをそれぞれ点灯するための駆動パルス(a)が出力され、この駆動パルスに同期して、2つの発光ダイオードが交互に点灯される。発光部15から発せられた光は、指モデル4を透過したあとに、受光部16によって受光され、受光出力が受光増幅部32に供給される。この増幅部32で増幅された受光信号は、マルチプレクサ33に送られて、 $\lambda_1$ 側の同期パルス(b)と $\lambda_2$ 側の同期パルス(c)に基づきそれぞれの波長に対応した信号に分離される。マルチプレクサ33から出力される分離信号はホール部34で $\lambda_1$ 側の信号がホールドされ、次段のAC部35において脈動変動分に対応する交流成分AC1(f)が抽出されるとともに、DC部36で組織分に対応する直流成分DC1(g)が抽出される。また $\lambda_2$ 側の信号は、ホール部37でホールドされ、次段のAC部38において脈動変動分に対応する交流成分AC2(h)が抽出されるとともに、DC部39で組織分に対応する直流成分DC2(i)が抽出される。これらAC部35、36およびDC部36、39からの出力信号は、A/D変換部40でディジタ

(4)

特開平4-261646

5

ル信号に変換されたあと、CPU41に供給され、このCPU41において次式に示すように各波長 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ に対応する吸光度の変化分 $\Delta A_1$ 、 $\Delta A_2$ を求める演算が行なわれる。

$$\Delta A_1 = AC_1 / DC_1$$

$$\Delta A_2 = AC_2 / DC_2$$

続いて、次段の演算部42では次式に示すように吸光係数の比 $\Phi$ を求める演算が行なわれる。

$$\Phi = \Delta A_1 / \Delta A_2$$

この吸光係数の比 $\Phi$ から次段の演算部43において酸素飽和度Sが算出され、表示部44に求められた酸素飽和度Sの値が表示される。

【0010】つぎに、図11および図12に示す他の実施例の校正試験装置の指モデル4を説明する。この実施例では、上述した実施例のように脈動発生部5を組織モデル17内で往復運動させるのではなく、脈動発生部48を回転させることで、生体の脈動を疑似的に実現できるようにしている。これらの図で、駆動部6のモータの出力軸に連結された回転軸45の先端部には、円板状の回転板46が固着されており、この回転板46の上面外周部には複数の血液モデル47が貼り付けられ、脈動発生部48が構成される。各血液モデル47は、生体の脈波に近い検出波形を受光部16から取り出せるように図13に示すように両端部47aが曲面形状に切り欠かれている。この回転板46は、組織モデル49に横方向から切り欠かれている溝部50に装着され、モータが駆動されることで組織モデル49内で回転される。このとき回転板46上の複数の血液モデル47が測定プローブ3の発光部15と受光部16間を順次横切するため、脈動を疑似的に発生することができる。

【0011】つぎに、図14および図15に示すさらに他の実施例の校正試験装置の指モデルを説明する。この実施例では、人の手の模型本体51に、指モデル52を一体に突設した構成となっており、指モデル52は組織モデル53とこの組織モデル53内を往復運動する脈動発生部54からなる。この模型本体51内には脈動発生部54を駆動する駆動機構部が設けられている。この駆動機構部は、モータ55の出力軸に取り付けられたギア56と、脈動発生部54の基板に連結され、ギア56と噛み合うラックギア57などから構成される。この構成では、モータ55が回転されることで、ギア56と噛み合うラックギア57により脈動発生部54が指モデル52方向に直線運動される。また模型本体51内には脈動発生部54の運動ストロークを検知する2つの位置センサ58、59が設けられている。これら位置検出センサ58、59の検知出力に基づきモータ55の回転方向が反転されるので、血液モデル60を貼り付けた脈動発生部54がモータ55の回転を受けて指モデル52内を前後方向に往復運動する。また組織モデル53には、測定プローブ3側の発光部15の光を受けて、指モデル52が測定プローブ3に完全に装着されかどうかを検出する位置検出センサ61が設けられている。このセンサ61から検知信号が出力さ

6

れると、本体51側のセッランプ62が点灯する。このセンサ61の検知信号は、モータ55の駆動許可信号としても用いられ、スタートスイッチ63がオンされているときに、センサ61から検知信号が出力されると、モータ55が駆動されて脈動発生部54が往復運動を開始する。また模型本体51の下部に設けられた電池ケース64には、駆動用の電源となる電池65が着脱自在に収納される。この実施例のように、手の模型本体51に指モデル52を一体に設けたことで、パルスオキシメータの校正試験時の操作性を高めることができる。

【0012】

【発明の効果】以上説明したように本発明による校正試験装置によれば、パルスオキシメータの測定プローブに組織モデルを装着し、この組織モデル内で血液モデルを運動させることにより、血液の脈動に近似させた吸光特性を疑似的に実現することができる。したがって、校正試験時にはこの指モデルを用いてパルスオキシメータの校正を行なうことができ、校正試験用の測定値の再現性を向上できるとともに、高い信頼性で装置の校正を行なえる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明によるパルスオキシメータ用校正試験装置の一実施例をパルスオキシメータと共に示すブロック図。

【図2】測定プローブに装着される指モデルを示す断面図。

【図3】上記指モデルの平面図。

【図4】上記指モデルの正面図。

【図5】指モデルに用いられる血液モデルの形状と血液モデル内での透過光の散乱の様子を説明するための図。

【図6】生体と指モデルの吸光特性を説明するための模式図。

【図7】人の指先の酸素飽和度Sと吸光係数の比 $\Phi$ との関係曲線を示すグラフ。

【図8】酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光特性と血液モデルの吸光特性を示す特性図。

【図9】異なる酸素飽和度の校正試験用として用いられる血液モデルの各吸光特性パターンを示す図。

【図10】パルスオキシメータ内部での信号処理の動作を示すタイミング図。

【図11】他の実施例の校正試験装置の指モデルを示す側面図。

【図12】他の実施例の指モデルに用いられる脈動発生部の平面図。

【図13】他の実施例の脈動発生部の血液モデルを取り出して示す側面図。

【図14】さらに他の実施例の校正試験装置の指モデルを示す断面図。

【図15】図14の指モデルの底面図。

【符号の説明】

(5)

特開平4-261646

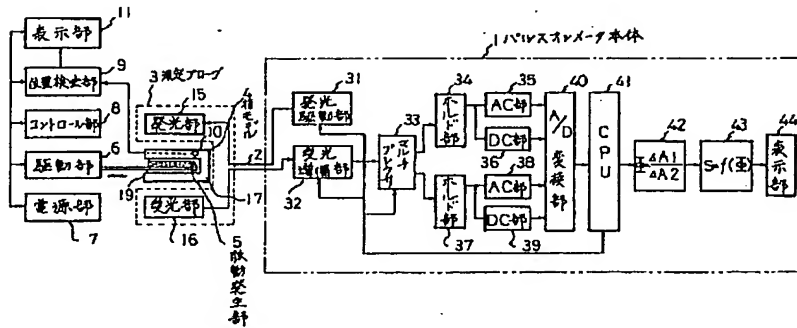
- 7
- 1 パルスオキシメータ本体  
4, 52 指モデル  
発生部  
6 駆動部  
8 コントロール部  
10 センサ  
部  
15 発光部  
17, 49, 53 組織モデル  
19, 47, 60 血液モデル  
21 ガイドピン  
23 出力軸

- 3 測定プローブ  
5, 48, 54 脈動  
7 電源部  
9 位置検出部  
11 位置検出表示  
16 受光部  
18 基板  
20 挿入孔  
22 スライド溝  
24 円板

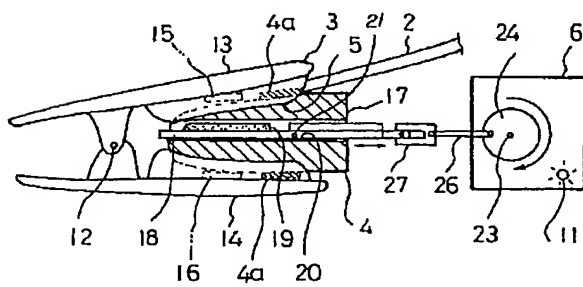
- 26 連結ロッド  
28 組織層  
30 生体  
46 回転板  
51 模型本体  
56 ギア  
58, 59 位置検出センサ  
62 セットランプ  
10 ツチ  
64 電池ケース

- 27 カップリング  
29 血液層  
45 回転軸  
50 溝部  
55 モータ  
57 ラックギア  
61 位置検出センサ  
63 スタートスイッチ  
65 電池

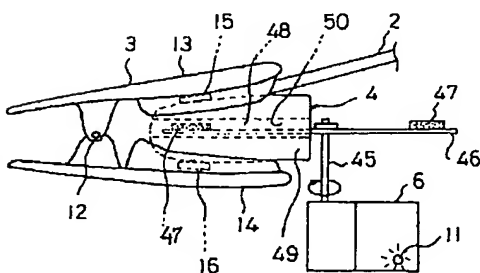
【図1】



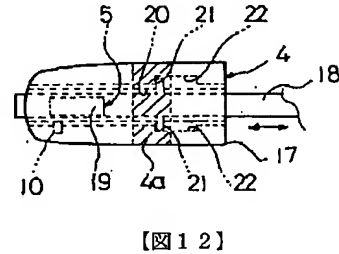
【図2】



【図11】

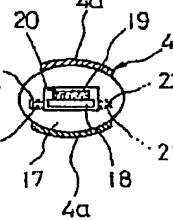


【図3】

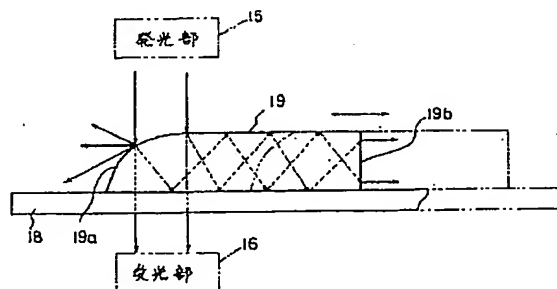


【図12】

【図4】



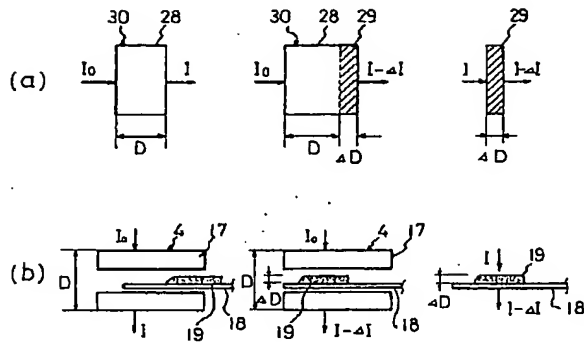
【図5】



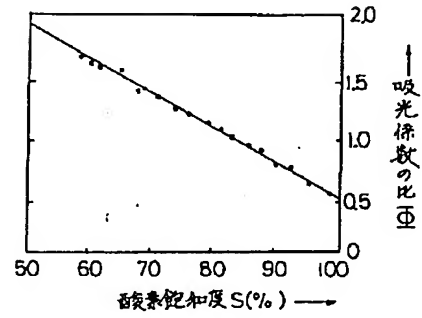
(6)

特開平4-261646

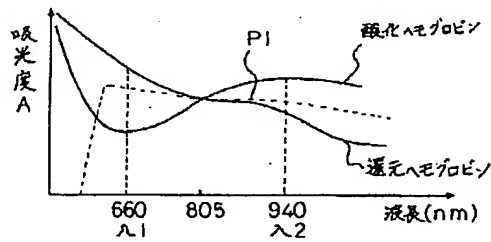
【図6】



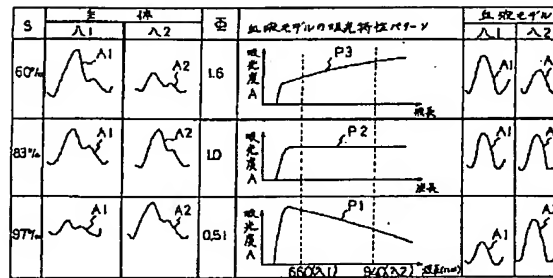
【図7】



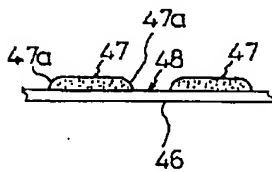
【図8】



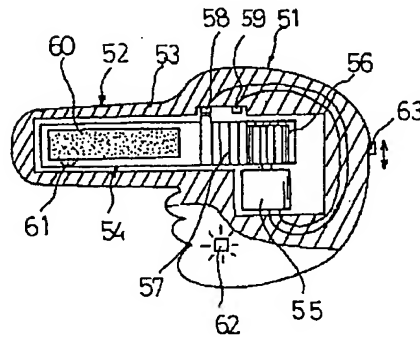
【図9】



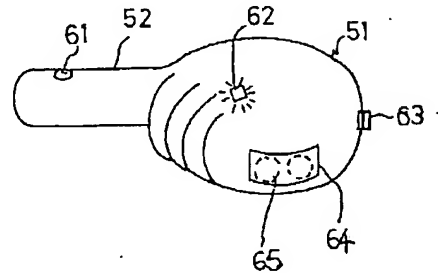
【図13】



【図14】



【図15】

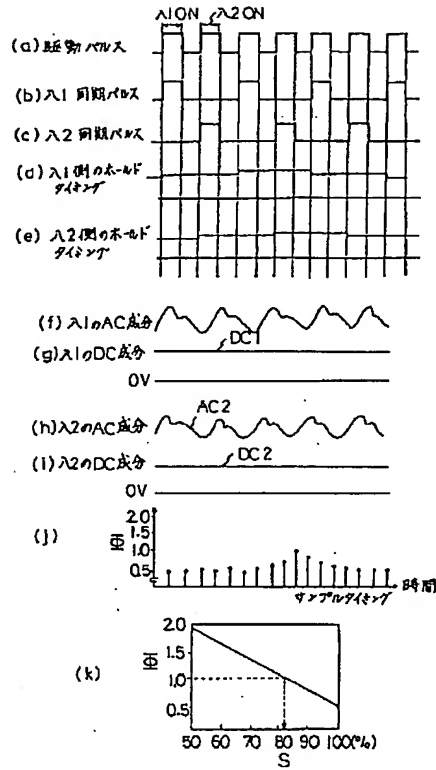




(7)

特開平4-261646

【図10】



フロントページの続き

(72)発明者 加藤 正行

東京都新宿区西落合1丁目1番17号日本光

電工業株式会社内